

Artificial respiration machine

Patent Number: DE19716166
Publication date: 1998-10-22
Inventor(s): HEINEMANN HELMUT OTTO (DE); MEIER BERND HORST (DE)
Applicant(s):: HEINEMANN HELMUT OTTO DIPL. ING (DE); MEIER BERND HORST DR (DE)
Requested Patent: DE19716166
Application Number: DE19971016166 19970418
Priority Number(s): DE19971016166 19970418
IPC Classification: A61H31/00 ; A61M16/00
EC Classification: A61M16/00
Equivalents:

Abstract

The respiration machine supports natural respiration and provides artificial respiration with simultaneous detection of the mechanical heart action by measuring impedance variations in the region of the neck, the breast and/or the upper abdomen. Current electrodes (1,4) and measuring electrodes (2,3) are attached to the patient for providing at least one impedance cardiogram, with the impedance curve characteristics used by a processor (B) for controlling the inhalation and exhalation phases of the respiration cycle.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 197 16 166 A 1

⑯ Int. Cl. 6:
A 61 H 31/00
A 61 M 16/00

(2)

⑯ Aktenzeichen: 197 16 166.9
⑯ Anmeldetag: 18. 4. 97
⑯ Offenlegungstag: 22. 10. 98

⑯ Anmelder:
Meier, Bernd Horst, Dr., 64285 Darmstadt, DE;
Heinemann, Helmut Otto, Dipl.-Ing., 65779
Kelkheim, DE

⑯ Erfinder:
Meier, Bernd Horst, 64285 Darmstadt, DE;
Heinemann, Helmut Otto, 65779 Kelkheim, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:

DE 34 22 066 C2
DE 26 37 366 C2
DE 24 54 330 C2
DE 25 05 670 B2
DE 195 16 536 A1
DE 43 10 799 A1
DE 43 09 923 A1
DE 36 04 986 A1
DE 34 00 947 A1
DE 32 42 814 A1

DE 25 45 374 A1
DE 24 54 330 A1
DE 24 32 932 A1
DE 24 08 179 A1
DE 94 06 407 U1
US 53 77 671
US 53 53 788
US 49 15 103
US 46 76 232
US 44 50 838
EP 03 24 275 B1
EP 05 69 308 A1
EP 02 33 551 A3
EP 01 09 627 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Der Inhalt dieser Schrift weicht von dem am Anmeldetag eingereichten Unterlagen ab

⑯ Verfahren und Vorrichtung zur Steuerung und Unterstützung natürlicher Atmung und künstlicher Beatmung

⑯ Die Erfindung betrifft:

Eine Vorrichtung zur maschinellen Unterstützung der natürlichen Atmung und Durchführung einer künstlichen Beatmung mit gleichzeitiger Erfassung der mechanischen Herzaktion durch Messung von elektrischen Impedanzänderungen im Bereich von Hals, Brustraum und/oder Oberbauch, dadurch gekennzeichnet, daß der Verlauf der durch die Beatmungspumpe durchgeführten Atemgaszuführung und Atemgasrückführung durch den Verlauf der gemessenen Impedanzkurven wählbar beeinflußt und gesteuert werden kann.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Unterstützung der natürlichen spontanen Atmung sowie zur Durchführung einer mechanischen Beatmung durch Erfassen der durch Herzaktion und Blutkreislauf beeinflußten elektrischen Impedanz im Bereich des Halses und Brustraums sowie der Steuerung einer Beatmungsmaschine mit den aus der elektrischen Impedanzmessung gewonnenen Informationen.

Die Unterstützung der natürlichen spontanen Atmung und der Ersatz der natürlichen äußeren Atmung durch Beatmungsmaschinen ist ein wichtiger Faktor für die Widerstandsfähigkeit und Leistungsfähigkeit eines Organismus unter Extrembedingungen, beispielsweise in der Höhenphysiologie, Tauchmedizin, Sportmedizin, Flug- und Weltraum-Medizin. Die künstliche Beatmung unterstützt und ersetzt dabei spontane Atemfunktionen und gewährleistet damit die lebenswichtige Versorgung der Organe mit Sauerstoff und den Abtransport des im Stoffwechsel entstandenen Kohlendioxids.

Beim natürlich einatmenden Organismus wird durch Zwerchfell- und Rippenbewegungen im Brustraum ein Unterdruck erzeugt, in dessen Folge Atemluft in die Lungen strömt. Bei der künstlichen Beatmung wird in der Einatmungsphase das Atemgas von außen mit einem höheren Druck in die Lungen befördert. Bei der assistierten Beatmung wird das durch Rippen- und Zwerchfell-Bewegung bewirkte Druckgefälle – Unterdruck im Brustraum – durch einen äußeren von einem Beatmungsgerät aufgebauten Überdruck verstärkt.

Die Unterstützung der natürlichen Atmung durch Beatmungsgeräte setzt eine differenzierte Steuerung der Beatmungsmaschine voraus, wobei die Qualität dieser Beatmungsform wesentlich von der Anpassung der Steuerung der Beatmungsmaschine an die vom Beatmeten intendierte spontane Atmung abhängt. Die künstliche Beatmung mit einem intermittierenden positiven Druck während der Einatmungsphase (intermittent positive pressure ventilation IPPV) verändert die beim spontan Atmenden vorliegenden Druck und Kreislaufverhältnisse (1). Versprille et al. (2) zeigen, daß das Schlagvolumen des Herzens bei maschineller Beatmung während der Insufflation des Atemgases deutlich absinkt. Ebenso wird die Lungendurchblutung und der venöse Rückstrom über die obere und untere Hohlvene durch die Druckschwankungen im Brustraum beeinflußt (3, 4). Aus den im Bereich des Brustraums meßbaren Impedanzkurven können abhängig von der Plazierung der Strom- und Meß-Elektroden Informationen bezüglich des Schlagvolumens der Auswurf- und Füllungszeit des Herzens, der Klappenfunktion, der Herzarbeit, des thorakalen Blut-, Luft-, und Flüssigkeitsgehaltes gewonnen werden. Die Erfindung nutzt die im Bereich des Brustraumes meßbare Impedanzänderung zur Steuerung der mechanischen Beatmung. Als Steuerung der Beatmung sind alle jene Vorgänge gemeint, die bei dem Beatmungsgerät eine Änderung des Beatmungsdrucks, der Atemgaszusammensetzung, der Atemgastemperatur und der elektrischen Ladung des Atemgas es während der Ein- und Ausatmungsphase bewirken. Die Verwendung der Impedanzkardiographie zur Steuerung der Beatmung bietet gegenüber anderen Meßsignalen den Vorteil, daß die Volumenverschiebungen durch die Herzaktion und die Atmung direkt und ohne nennenswerte zeitliche Verzögerung erfaßt werden. Die Verwendung des arteriellen Drucks zur Steuerung einer Beatmungsmaschine, beispielsweise durch Kanüllierung der Arteria radialis, ist mit einer Verzögerung durch die mechanische Impedanz und Pulswellenlaufzeit zwischen Herz und Druckaufnehmer behaftet. Bei entsprechender Nutzung des Elektrokardiogramms zur Steuerung der

Beatmung bliebe bei der Steuerung des Beatmungsgerätes die Latenz zwischen elektrischer und mechanischer Herzaktion weitgehend unberücksichtigt.

In einem Anwendungsbeispiel Fig. 1 besteht die Erfindung aus einer Vorrichtung zur Messung der Impedanzkurven, bestehend aus mindestens zwei mit dem Brustraum oder Hals in Verbindung stehenden Stromelektroden (1, 4), die an einen Wechselstromgenerator der Impedanzmeßeinheit (A) angeschlossen sind und 2 Meßelektronen (2, 3), die die zwischen den Stromelektroden ableitbare Körperimpedanz messen und mit einem Meßverstärker der Impedanzmeßeinheit (A) verbunden sind sowie einer Druckmesseinheit (D), mit der der im Beatmungssystem herrschende Druck gemessen wird, die ebenfalls mit einem Verstärker der Meßeinheit (A) verbunden ist. Die Impedanz-Meßeinheit ist mit einer Prozessor-Einheit (B) verbunden, mit der die aufgenommenen Impedanzänderungskurven und Beatmungsdruckkurven bearbeitet werden, beispielsweise durch Analyse der Amplitudenhöhen der Minima, Maxima, Wendepunkte und Flächen der Impedanzkurven ZO, der Impedanzänderungsgeschwindigkeit dZ/dt , des Beatmungsdruckes und der Beatmungsdruckänderungsgeschwindigkeit. Die Prozessoreinheit setzt die mit der Meßeinheit (A) aufgenommenen Impedanz und Drucksignale in Steuerimpulse für die Motoren und Ventile der Beatmungspumpe um. Mit Hilfe einer Steuereinheit (E) und einem Sichtgerät (F) kann dem Prozessor mitgeteilt werden, in welcher Art die vom Impedanzmeßverstärker aufgenommenen Signale in Steuerimpulse für die Beatmungspumpe bzw. deren Ventile umgesetzt werden sollen. Darüberhinaus können alle gemessenen Parameter mit dieser Steuereinheit auf verschiedenen Medien aufgezeichnet und weitergeleitet werden. Auf dem Sichtgerät können die mit dem Impedanzmeßverstärker aufgenommenen Kurven sowie andere gemessene Parameter wie der Beatmungsdruck dargestellt werden. Der die Beatmungspumpe (K) betreibende Motor (M) wird nach Verstärkung im Steuerverstärker (C) durch die vom Prozessor (B) ausgegebenen Steuerimpulse direkt angetrieben. Auch die den Atem-Gasstrom steuernden Ventile (V) werden durch die Steuerimpulse des Prozessors nach Verstärkung im Steuerverstärker (B) betrieben. Das Impedanzsignal wird in jeder Phase der Beatmungs- und Herz-Aktionen erfaßt und ausgewertet. Mit der Steuereinheit wird dem Prozessor mitgeteilt, wie die Impedanzkurven in Steuerimpulse für den Motor der Beatmungspumpe umgesetzt werden sollen. Die Ausgabe der Steuerimpulse durch die Prozessoreinheit kann dabei frei durch die Steuereinheit definiert und programmiert werden. In einem einfachen Funktions-Beispiel kann eine *cardial synchronisierte mechanische Ventilation (CSMV)* durch die Beatmungspumpe dargestellt betrieben werden, daß die Insufflation des Atemgases in der diastolischen Pause der Herzaktion durchgeführt wird, während die Beatmungspumpe während der systolischen Auswurphaase der Ventrikel ruht. In weiterer Ausgestaltung der Erfindung kann innhalb der Vorrichtung aus dem Atemgasstrom die Sauerstoffausschöpfung oder Kohlendioxidanreicherung gemessen werden und diese Daten zur Kalibrierung der mit der Impedanzmessung errechneten Werte herangezogen werden. Auch können die Meßwerte für Sauerstoff und Kohlendioxid zur Steuerung der Beatmungsmaschine hinzugezogen werden.

Literatur

1. Jardin F, Farcot JC, Gueret P, Prost JF, Ozier Y, Boudarias JP 1983 Cyclic changes in arterial pulse during respiratory support, Circulation 68, no. 2, 266–274
2. Versprille A, Jansen JRC, Friedman RC, Hulsmann

AR, v. d. Klauw MM 1990 Negative effect of insufflation on cardiac output and pulmonary blood volume, Acta anaesthesiol Scand 34: 607-613

3. Versprille A. 1990 The pulmonary circulation during mechanical ventilation, Acta anaesthesiol Scand 5 94: 51-62

4. Versprille A, Jansen JRC 1985 Mean systemic filling pressure as a characteristic pressure for venous return, Pflügers Arch 405: 226-233

10

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur maschinellen Unterstützung der natürlichen Atmung und Durchführung einer künstlichen Beatmung mit gleichzeitiger Erfassung der mechanischen Herzaktion durch Messung von elektrischen Impedanzänderungen im Bereich von Hals, Brustraum und/oder Oberbauch, dadurch gekennzeichnet, daß ein oder mehrere elektrische Impedanzkardiogramme 15 mit einer oder mehreren Wechselstromfrequenzen und/oder unterschiedlich angelegten Plazierungen der Stromelektroden (1, 4) und Meßelektroden (2, 3) zur Steuerung des Beatmungsgerätes (M, K, V) eingesetzt werden, wobei der Verlauf der mit dem Impedanzmeßverstärker (A) gemessenen Impedanzkurven einer Prozessoreinheit (B) zugeführt wird, die die von dem Beatmungsgerät (M, K, V) durchgeführte Atemgaszuführung und Atemgasrückführung steuert.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Einfluß der mit dem Impedanzmeßverstärker (A) erfaßten Impedanzkurven auf die Steuerung der Beatmungsmaschine (M, K, V) durch die Prozessoreinheit (B) mit einer Wähl-, Steuer- und Speichereinheit (E, F) frei gewählt und verändert wird.

3. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die mit dem Impedanzmeßverstärker (A) gemessenen Impedanzkurven, die an einen Verstärker (C) ausgegebenen Steuerimpulse für das Beatmungsgerät (M, K, V) 30 sowie die gemessenen Verlaufskurven für Atemgasfluß und Beatmungsdruck mit der Wähl-, Steuer- und Speichereinheit (E, F) aufgezeichnet werden.

4. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die 35 Atemgaskonzentration und Atemgastemperatur von der Prozessoreinheit (B) gesteuert wird, die von dem Impedanzmeßverstärker (A) Impulse erhält, wobei der Einfluß der vom Impedanzmeßverstärker (A) an die Prozessoreinheit (B) zugeführten Impulse auf die Zusammenstellung der Atemgaskonzentration und Atemgastemperatur des von der Beatmungsmaschine (M, K, V) 40 zugeführten und rückgeführten Atemgases durch die Wähl-, Steuer- und Speichereinheit (E, F) frei gewählt wird.

5. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Verlauf der Sauerstoffausschöpfung im Atemgas oder der Verlauf der abgeatmeten Kohlendioxidmenge der Wähl-, Steuer- und Speichereinheit (E, F) zugeführt 45 und zur Berechnung des Herzzeitvolumens mit der elektrischen Impedanzmessung hinzugezogen wird.

50

55

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

60

65

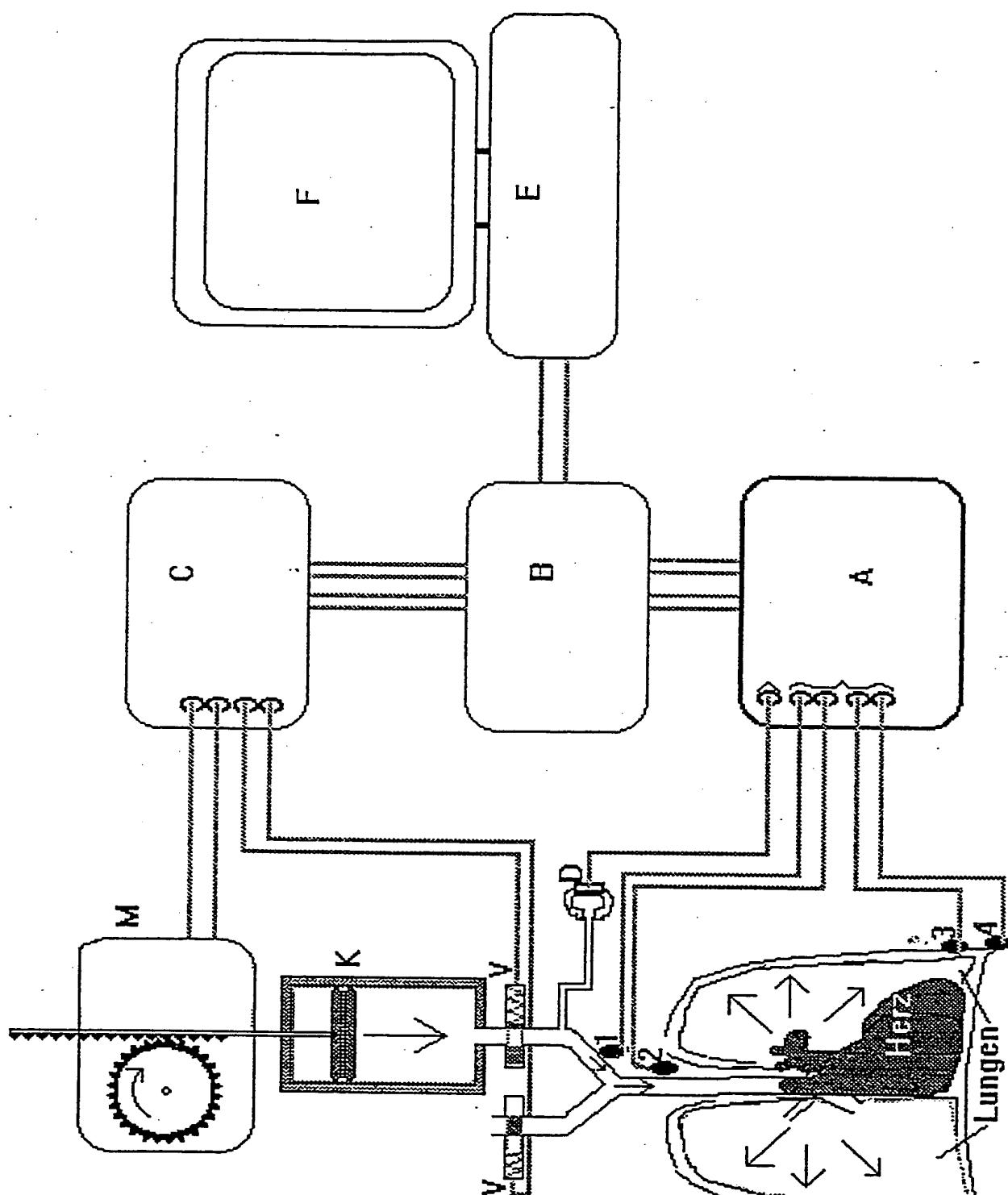


Fig. 1